

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **04180728 A**(43) Date of publication of application: **26 . 06 . 92**

(51) Int. Cl.

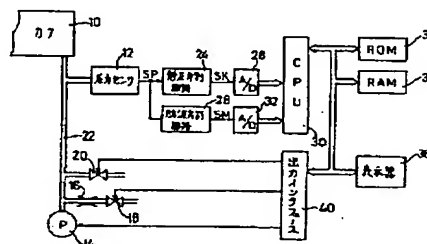
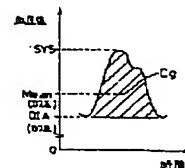
A61B 5/022(21) Application number: **02310432**(22) Date of filing: **15 . 11 . 90**(71) Applicant: **COLLEEN DENSHI KK**(72) Inventor: **OKA SUSUMU
HIRANO HITOSHI****(54) BLOOD PRESSURE MEASURING INSTRUMENT****(57) Abstract:**

PURPOSE: To suitably determine the highest blood pressure value by allowing the lowest blood pressure value to correspond to the lower peak of a waveform of a pressure pulse wave having the maximum amplitude, and also, allowing the centroid position of an area surrounded by the waveform to correspond to an average blood pressure value.

CONSTITUTION: At the time of determining the lowest blood pressure value, the lowest blood pressure value determining algorithm of an oscillometric system for determining the lowest blood pressure value is executed, based on a variation of amplitude of a pressure pulse wave detected successively in a pressure reducing process in a cuff 10 and the lowest blood pressure value DIA is determined, and stored. A pressure sensor 12, a static pressure discriminating circuit 24, and a pulse wave discriminating circuit 26 correspond to the lowest blood pressure measuring means. Also, the centroid position Cg of an area surrounded by a waveform of the detected maximum pressure pulse wave is calculated in accordance with the centroid position calculating algorithm. Subsequently, based on the maximum pressure pulse waveform, and an average blood pressure value

Mean and the lowest blood pressure value DIA measured by the cuff 10, the highest blood pressure value SYS is determined.

COPYRIGHT: (C)1992,JPO&Japio



⑫ 公開特許公報(A) 平4-180728

⑤ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

④ 公開 平成4年(1992)6月26日

A 61 B 5/022

8932-4C

A 61 B 5/02

3 3 7 E

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全6頁)

⑬ 発明の名称 血圧測定装置

⑭ 特 願 平2-310432

⑮ 出 願 平2(1990)11月15日

⑯ 発 明 者 岡 享 愛知県小牧市林2007番1 コーリン電子株式会社内
⑯ 発 明 者 平 野 仁 士 愛知県小牧市林2007番1 コーリン電子株式会社内
⑰ 出 願 人 コーリン電子株式会社 愛知県小牧市林2007番1
⑱ 代 理 人 弁理士 池田 治幸 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

血圧測定装置

2. 特許請求の範囲

圧迫装置の生体に対する圧迫圧力を変化させることにより該生体の最低血圧値および平均血圧値を測定する最低血圧測定手段および平均血圧測定手段を備え、該最低血圧値および平均血圧値に基づいて最高血圧値を決定する血圧測定装置であって、

前記圧迫装置の圧迫圧力に含まれる前記生体の心拍に同期した振動成分である圧脈波を検出する圧脈波検出手段と、

前記圧迫装置の圧迫圧力変化過程で逐次得られる前記圧脈波のうち最大振幅を有するものを決定する最大振幅圧脈波決定手段と、

該最大振幅圧脈波決定手段により決定された最大振幅を有する圧脈波の波形により囲まれる面積の重心位置を算出する重心位置算出手段と、

前記最大振幅圧脈波決定手段により決定された

前記最大振幅を有する圧脈波の波形の下ピークを前記最低血圧値に、前記重心位置算出手段により算出された該最大振幅の圧脈波波形により囲まれる面積の重心位置を前記平均血圧値にそれぞれ対応させることにより該最大振幅の圧脈波波形と血圧値との関係を求め、該関係から該最大振幅の圧脈波波形の上ピークに基づいて最高血圧値を決定する最高血圧決定手段と

を含むことを特徴とする血圧測定装置。

3. 発明の詳細な説明

産業上の利用分野

本発明は生体を圧迫装置で圧迫することにより血圧測定する形式の血圧測定装置に関するものである。

従来の技術

従来より、生体の上腕部等を圧迫するカフ等の圧迫装置の圧迫圧力を変化させることにより、その生体の最高血圧値や最低血圧値などを測定する血圧測定装置が提供されている。

発明が解決しようとする課題

しかしながら、斯かる従来の血圧測定装置においては、圧迫装置の圧迫圧力を最高血圧値を超える圧力まで昇圧せねばならないため、生体が苦痛や負担を感じる場合があるとともに、血圧測定に比較的時間を要することが避け難かった。このため、圧迫装置の圧迫圧力を最高血圧値を超える圧力まで昇圧しなくても最高血圧値を好適に決定し得る血圧測定装置が望まれていた。

課題を解決するための手段

本発明者は、以上の事情を背景として種々検討を重ねた結果、圧迫装置の圧迫圧力変化過程で得られた最大振幅を有する圧脈波の波形の下ピークに圧迫装置の圧迫圧力変化過程で実際に測定された最低血圧値を対応させ且つその圧脈波の波形により囲まれる面積の重心位置を実際に測定された平均血圧値に対応させることにより、その最大振幅を有する圧脈波の波形の上ピークに基づいて、最高血圧値を好適に推測し得ることを見出した。

本発明は斯かる知見に基づいて為されたものであって、その要旨とするところは、第4図のクレ

ーム対応図に示すように、圧迫装置の生体に対する圧迫圧力を変化させることによりその生体の最低血圧値および平均血圧値を測定する最低血圧測定手段および平均血圧測定手段を備え、それら最低血圧値および平均血圧値に基づいて最高血圧値を決定する血圧測定装置であって、(a)前記圧迫装置の圧迫圧力に含まれる前記生体の心拍に同期した振動成分である圧脈波を検出する圧脈波検出手段と、(b)前記圧迫装置の圧迫圧力変化過程で逐次得られる前記圧脈波のうち最大振幅を有するものを決定する最大振幅圧脈波決定手段と、(c)その最大振幅圧脈波決定手段により決定された最大振幅を有する圧脈波の波形により囲まれる面積の重心位置を算出する重心位置算出手段と、(d)前記最大振幅圧脈波決定手段により決定された前記最大振幅を有する圧脈波の波形の下ピークを前記最低血圧値に、前記重心位置算出手段により算出されたその最大振幅の圧脈波波形により囲まれる面積の重心位置を前記平均血圧値にそれぞれ対応させることによりその最大振幅の圧脈波波形と血圧値との関

3

係を求め、その関係からその最大振幅の圧脈波波形の上ピークに基づいて最高血圧値を決定する最高血圧決定手段とを含むことにある。

作用および発明の効果

このようにすれば、圧脈波検出手段により、圧迫装置の圧迫圧力に含まれる心拍に同期した振動成分である圧脈波が検出されるとともに、最大振幅圧脈波決定手段により、圧迫装置の圧迫圧力変化過程で逐次得られる前記圧脈波のうち最大振幅を有するものが決定され、その最大振幅を有する圧脈波の波形により囲まれる面積の重心位置が重心位置算出手段により算出される。そして、最高血圧決定手段により、前記最大振幅を有する圧脈波の波形の下ピークを最低血圧測定手段により測定された最低血圧値に、前記最大振幅の圧脈波波形により囲まれた面積の重心位置を平均血圧測定手段により測定された平均血圧値にそれぞれ対応させることによりその最大振幅の圧脈波波形と血圧値との関係が求められるとともに、その関係からその最大振幅の圧脈波波形の上ピークに基づいて最高

5

4

血圧値が決定される。このようにして決定された最高血圧値は実際に測定した最高血圧値と好適に対応するものであった。この結果、圧迫装置の圧迫圧力を最高血圧値を超える圧力まで昇圧しなくても最大振幅の圧脈波が検出される圧力まで昇圧するだけで最高血圧値を好適に決定できるため、生体に与える苦痛や負担を好適に軽減し得るとともに血圧測定を一層迅速に行うことができる。

実施例

以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

第1図は本発明が適用された血圧測定装置の一構成例を示す回路図である。図において、10は図示しない人体の上腕部等に巻回されるカフであって、本発明の圧迫装置を構成する。カフ10には配管22を介して空気ポンプ14が接続されており、空気ポンプ14の作動に伴ってカフ10内に圧力エアが供給されて被測定者の上腕部等が圧迫されるようになっている。配管22には、圧力センサ12、流速排気用の絞り16および電磁弁

6

18、急速排気用の電磁弁20が互いに並列に接続されている。圧力センサ12は、カフ10内の圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路24および脈波弁別回路26へそれぞれ供給する。静圧弁別回路24は、ローパスフィルタを備えており、圧力信号SPに含まれる静圧成分を弁別することにより、カフ10内の静圧を表す静圧信号SKをA/D変換器28を介してCPU30へ供給する。脈波弁別回路26は、バンドパスフィルタを備えており、圧力信号SPに含まれる心拍に同期した振動成分である圧脈波を弁別することにより、その圧脈波を表す脈波信号SMをA/D変換器32を介してCPU30へ供給する。

CPU30は、データバスラインを介してROM34、RAM36、表示器38、および出力インタフェース40と接続されており、RAM36の記憶機能を利用しつつROM34に予め記憶されたプログラムに従って信号処理を実行し、空気ポンプ14および電磁弁18、20を制御してカフ10内の圧力を調節する一方、カフ10内の圧

力の変化過程で逐次得られる脈波信号SMが表す圧脈波の振幅の変化に基づいて最低血圧値を決定するとともに、最大振幅を有する圧脈波の検出時に基づいて平均血圧値を決定する。また、CPU30は、ROM34に予め記憶されたプログラムに従って、前記最大振幅を有する圧脈波の波形と前記最低血圧値および平均血圧値とに基づいて最高血圧値を決定し、それらの血圧値を表示器38に表示させる。

以下、本実施例の作動を第2図のフローチャートに従って説明する。

電源が投入されて図示しない起動スイッチがON状態とされると、図示しない初期処理が実行された後、ステップS1が実行されて、両電磁弁18、20が共に閉じられ且つ空気ポンプ14が作動させられることにより、カフ10内の昇圧が開始される。次のステップS2においては、カフ10内の圧力（静圧）Pが予め設定された目標カフ圧 P_m に達したか否かが判断される。この目標カフ圧 P_m は、被測定者の平均血圧値より高い圧力、

7

たとえば120mmHg程度の圧力に設定される。未だ目標カフ圧 P_m に達しない場合にはステップS2が繰り返し実行されるが、目標カフ圧 P_m に達した場合には続くステップS3が実行されて、空気ポンプ14が停止させられ且つ電磁弁18が開かれることにより、カフ10内の予め定められた一定速度での徐速降圧が開始される。

次に、ステップS4が実行されることにより、カフ10内の徐速降圧過程で1つの圧脈波が検出されたか否かが判断される。本実施例においては、脈波弁別回路26およびステップS4などが圧脈波検出手段に対応する。ステップS4の判断が否定された場合にはステップS4が繰り返し実行されるが、肯定された場合には続くステップS5が実行されることにより、ステップS4にて検出された圧脈波の振幅が決定される。次のステップS6においては、フラグFの内容が「1」であるか否かが判断される。このフラグFは、後述の平均血圧値Meanが決定されたか否かを示すためのものであって、その内容が「1」であるときに平均血

8

圧値Meanが決定されたことを表す。平均血圧値Meanが未だ決定されていないときにはステップS6の判断は否定されるので、続くステップS7が実行される。

上記ステップS7においては、カフ10内の降圧過程で逐次検出される圧脈波のうちの最大振幅を有するものが検出されたか否かが判断される。この判断が否定された場合にはステップS4乃至ステップS7が繰り返し実行されるが、肯定された場合には、続くステップS8が実行されることにより、ステップS7にて検出された最大振幅を有する圧脈波（以下、単に最大圧脈波という）が検出されたときのカフ10内の圧力（静圧）が平均血圧値Meanとして決定され且つその平均血圧値Meanが記憶されるとともに、ステップS9が実行されて、前記フラグFの内容が平均血圧値が決定されたことを表すために「1」とされる。本実施例においては、上記ステップS7が最大振幅圧脈波決定手段に対応するとともに、圧力センサ12、静圧弁別回路24、脈波弁別回路26、および上

9

10

配ステップS 7, S 8などが平均血圧測定手段に対応する。

次に、ステップS 10の最低血圧値決定ルーチンが実行される。この最低血圧値決定ルーチンにおいては、カフ10内の降圧過程で逐次検出される圧脈波の振幅の変化に基づいて最低血圧値を決定するための良く知られたオシロメトリック方式の最低血圧値決定アルゴリズムが実行されて最低血圧値DIAが決定されるとともに、その最低血圧値DIAが記憶される。本実施例においては、圧力センサ12、静圧弁別回路24、脈波弁別回路26、および上記ステップS 10などが最低血圧測定手段に対応する。次のステップS 11においては、ステップS 10にて最低血圧値DIAが決定されたか否かが判断される。この判断が否定された場合にはステップS 4以下が繰り返し実行されるが、肯定された場合にはステップS 12が実行されて、前記フラグFがクリアされた後、ステップS 13が実行されて電磁弁20が開かれることにより、カフ10内が急速に排気される。なお、ス

テップS 11が否定されてステップS 4以下が繰り返し実行される際には、ステップS 6の判断は肯定されるため、ステップS 7乃至ステップS 9がスキップさせられて、ステップS 6に続いてステップS 10が実行されることとなる。

次に、ステップS 14が実行されることにより、ステップS 7にて検出された最大圧脈波の波形（以下、単に最大圧脈波という）により囲まれる面積（第3図において斜線で示す部分）の重心位置C_gが、良く知られた重心位置算出アルゴリズムに従って算出される。続くステップS 15においては、前記最大圧脈波と、カフ10により測定された前記平均血圧値Meanおよび最低血圧値DIAとに基づいて、最高血圧値SYSが決定される。すなわち、たとえば第3図に示すように、最大圧脈波の下ピークをカフ10による最低血圧値DIAに、最大圧脈波の重心位置C_gをカフ10による平均血圧値Meanにそれぞれ対応させることにより、その最大圧脈波と血圧値との関係を求め、その関係から最大圧脈波の上ピークに基づいて

1 1

最高血圧値SYSが決定されるのである。なお、第3図において、血圧値軸は仮想のものである。本実施例においては、上記ステップS 14が重心位置算出手段に、上記ステップS 15が最高血圧決定手段にそれぞれ対応する。このようにして平均血圧値Mean、最低血圧値DIA、および最高血圧値SYSがそれぞれ決定されると、ステップS 16が実行されてそれらの血圧値が表示器38に表示された後、終了させられる。

このように本実施例によれば、カフ10の降圧中に得られる前記最大圧脈波と、カフ10により測定された平均血圧値Meanおよび最低血圧値DIAとに基づいて、最高血圧値SYSが決定される。そして、このようにして決定された最高血圧値SYSは実際に測定された最高血圧値と好適に対応するものであった。この結果、カフ10内を平均血圧値Meanの測定が可能な圧力（たとえば120 mmHg程度の圧力）まで昇圧するだけで最高血圧値SYSを好適に決定できるため、生体に与える苦痛や負担が好適に軽減されるとともに血圧測定を一層

1 2

迅速に行うことができる。

因に、従来においては、最高血圧値を測定するために、カフ10内をその最高血圧値より高い圧力（たとえば180 mmHg程度の圧力）まで昇圧せねばならないため、被測定者が苦痛や負担を感じる場合があるとともに、血圧測定に比較的時間を要することが避け難かったのである。

なお、前述の実施例では、カフ10内の降圧過程で平均血圧値および最低血圧値が決定されているが、カフ10内の昇圧過程で最低血圧値および平均血圧値を決定するように構成されていても差し支えない。

また、前述の実施例では、最低血圧値はオシロメトリック方式で決定されているが、必ずしもその必要はなく、動脈から発生するコロトコフ音を検出するマイクロフォンを設け、そのコロトコフ音の消滅あるいは発生に基づいて最低血圧値を決定するように構成してもよい。

また、前述の実施例では、被測定者の平均血圧値より高いが最高血圧値より小さいと推定して設

1 3

1 4

定した目標カフ圧 P_0 が、実際には最高血圧値よりも大きく、オシロメトリック法により最高血圧値を測定し得る場合においても、最高血圧値は最大圧脈波形等に基づいて推測により決定されることとなるが、このような場合には、オシロメトリック法により最高血圧値を測定するように構成することもできる。

その他、本発明はその趣旨を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明が適用された血圧測定装置の一構成例を示す回路図である。第2図は第1図の装置の作動を説明するためのフローチャートである。第3図は第2図のフローチャートにおいて検出された最大振幅を有する圧脈波の波形の一例を示すとともに、その圧脈波の波形と血圧値との関係を示す図である。第4図は本発明のクレーム対応図である。

10：カフ（圧迫装置）

{ 12：圧力センサ、24：静圧弁別回路、26：脈波弁別回路、ステップS10 }

：最低血圧測定手段

{ 12：圧力センサ、24：静圧弁別回路、26：脈波弁別回路、ステップS7、ステップS8 }

：平均血圧測定手段

{ 26：脈波弁別回路、ステップS4 }

：圧脈波検出手段

ステップS7：最大振幅圧脈波決定手段

ステップS14：重心位置算出手段

ステップS15：最高血圧決定手段

出願人 コーリン電子株式会社

代理人 弁理士 池田 治 幸

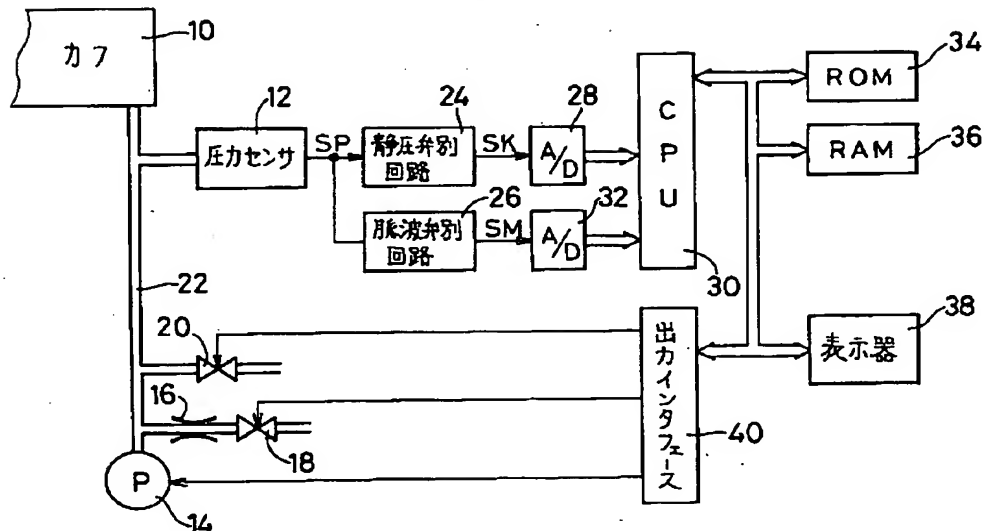
(ほか2名)



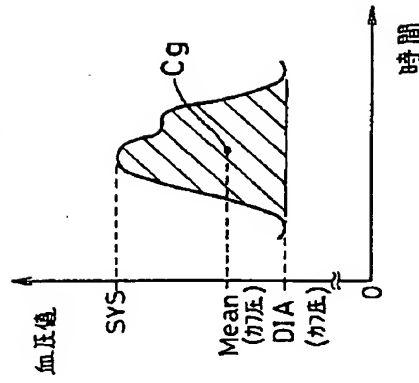
15

16

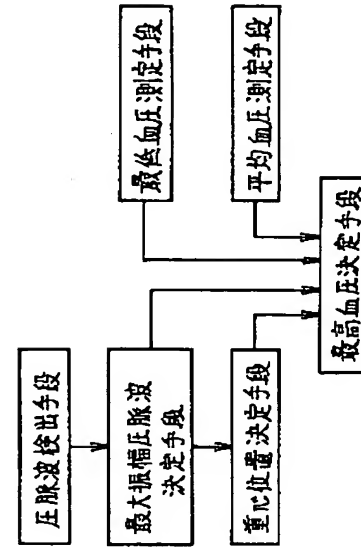
第1図



第3図



第4図



第2図

